

(19) 日本国特許庁 (JP)

## (12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2005-137472

(P2005-137472A)

(43) 公開日 平成17年6月2日 (2005.6.2)

(51) Int. Cl. <sup>7</sup>

A61B 6/03  
G06T 1/00  
G06T 7/20  
// G01T 1/161

F I

A61B 6/03 360J  
G06T 1/00 290A  
G06T 7/20 B  
G01T 1/161 C

テーマコード (参考)

2G088  
4C093  
5B057  
5L096

審査請求 有 請求項の数 14 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2003-375463 (P2003-375463)  
(22) 出願日 平成15年11月5日 (2003.11.5)

(71) 出願人 000001007  
キヤノン株式会社  
東京都大田区下丸子3丁目30番2号  
(74) 代理人 100090538  
弁理士 西山 恵三  
(74) 代理人 100096965  
弁理士 内尾 裕一  
(72) 発明者 松浦 友彦  
東京都大田区下丸子3丁目30番2号キヤ  
ノン株式会社内  
F ターム (参考) 2G088 EE02 FF02 JJ05 KK32 KK33  
LL10  
4C093 CA18 EB17 FF16  
5B057 AA09 BA03 DA07 DB02 DB05  
DB09 DC02 DC16 DC22 DC32  
最終頁に続く

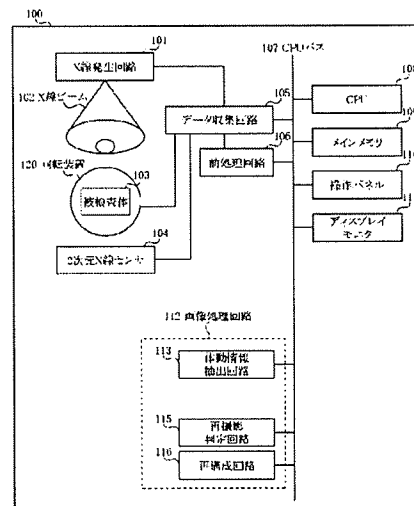
(54) 【発明の名称】 放射線画像処理装置、放射線画像処理方法、プログラム及びコンピュータ可読媒体

## (57) 【要約】

【課題】 高周波成分又は高周波係数を算出し、この高周波成分又は高周波係数を平滑化することで、ノイズ成分を減衰すること。

【解決手段】 CTスキャン中における被検査体の体動情報を抽出する (s 201)。次に被検査体の体動情報に基づいて再撮影の要否を判定する (s 203)。続いて、再撮影が不要と判定された場合には投影画像からCT画像を再構成し (s 205)、再撮影が必要と判定された場合は再撮影の指示を行い (s 206) 終了する。

【選択図】 図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

複数の投影画像から C T 画像を再構成する放射線画像処理装置であって、少なくとも 2 以上の投影画像から被検査体に基づく情報を抽出し、該情報に基づいて体動を示す変動量を計算する体動情報抽出手段と、該体動情報抽出手段で計算された少なくとも 1 以上の変動量から再撮影の要否を判定する再撮影判定手段とを備えることを特徴とする放射線画像処理装置。

## 【請求項 2】

上記再撮影判定手段での判定結果に基づいて、投影画像から C T 画像を再構成する C T 再構成手段を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の放射線画像処理装置。

10

## 【請求項 3】

前記体動情報抽出手段は、被検査体を構成する構造物の座標を少なくとも 2 以上の前記投影画像から抽出し、該抽出した構造物の座標の変動量を計算することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の放射線画像処理装置。

## 【請求項 4】

前記体動情報抽出手段は、被検査体を構成する構造物を少なくとも 2 以上の前記投影画像から抽出し、該抽出した構造物の面積の重なりを変動量として計算することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の放射線画像処理装置。

## 【請求項 5】

上記被検査体を構成する構造物の座標は、構造物の輪郭線上の座標であり、正規化されていることを特徴とする請求項 3 に記載の放射線画像処理装置。

20

## 【請求項 6】

上記被検査体を構成する構造物とは、横隔膜、肺領域、被検査体のいずれか 1 つであることを特徴とする請求項 3 乃至 5 に記載の放射線画像処理装置。

## 【請求項 7】

前記体動情報抽出手段は、投影画像から抽出された情報と該投影画像に対向する投影画像から抽出された情報の組み合わせから変動量を計算することを特徴とする請求項 1 乃至 6 に記載の放射線画像処理装置。

## 【請求項 8】

上記計算手段により得られる変動量を操作者に提示する体動情報提示手段を備えることを特徴とする請求項 1 乃至 7 に記載の放射線画像処理装置。

30

## 【請求項 9】

上記再撮影判定手段は上記体動情報提示手段により提示された変動量に基づいて操作者が再撮影の判定を行うことを特徴とする請求項 8 に記載の放射線画像処理装置。

## 【請求項 10】

更に、被検体に放射線を曝射する X 線発生源と、該 X 線発生源が放射した放射線中で被検査体を相対的に回転させる回転手段と、前記放射線を検出し、投影画像を取得する 2 次元 X 線センサとを備えることを特徴とする請求項 1 乃至 9 に記載の放射線画像処理装置。

## 【請求項 11】

複数の投影画像から C T 画像を再構成する放射線画像処理方法であって、少なくとも 2 以上の投影画像から被検査体に基づく情報を抽出し、該情報に基づいて体動を示す変動量を計算する体動情報抽出工程と、該体動情報抽出工程で計算された少なくとも 1 以上の変動量から再撮影の要否を判定する再撮影判定工程とを備えることを特徴とする放射線画像処理方法。

40

## 【請求項 12】

コンピュータに所定の方法を実行させるためのプログラムであって、

前記所定の方法は請求項 11 に記載の画像処理方法における各工程を含むことを特徴とするプログラム。

## 【請求項 13】

請求項 12 に記載のプログラムを記憶していることを特徴とするコンピュータ可読媒体

50

。

## 【請求項 14】

複数の投影画像から C T 画像を再構成する放射線画像処理装置であって、複数の投影画像を記憶する画像記憶手段と、該画像記憶手段で記憶された少なくとも 2 以上の投影画像から被検査体に基づく情報を抽出し、該情報に基づいて体動を示す変動量を計算する体動情報抽出手段と、該体動情報抽出手段で計算された少なくとも 1 以上の変動量から再撮影の可否を判定する再撮影判定手段とを備えることを特徴とする放射線画像処理装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、2 次元 X 線センサを用いて撮影した複数の投影画像に基づいて C T 再構成を行い C T 画像を得る放射線画像処理装置、放射線画像処理方法、プログラム及びコンピュータ可読媒体に関し、特に投影画像に基づいて被検査体の体動を検知して再撮影の可否を判断する放射線画像処理装置、放射線画像処理方法、プログラム及びコンピュータ可読媒体に関するものである。

## 【背景技術】

## 【0002】

放射線 C T 撮影において、C T スキャン中に被検査体が動作すると C T 再構成の原理上適切な C T 画像を得られないことが知られている。そのため、一般に C T 撮影装置では C T スキャン後に C T 画像をプレビュー表示し、表示された C T 画像の画質から再撮影の可否を判断する機能を備えている。

## 【0003】

再撮影の可否判断については、例えば操作者が目視で判断を行う方法、また例えば C T 装置が C T 画像の画質から自動的に判断する方法、またその両者を用いる方法などが知られている。また、操作者がプレビュー用 C T 画像の画質から、先に設定した各種パラメータの適否を判定し、否判定の場合にはパラメータの変更を行った上で再撮影を指示する方法が知られている（例えば特許文献 1）。

## 【特許文献 1】特開 2002-365239 号公報（第 4 頁、第 3 図）

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0004】

しかしながら、C T 再構成により生成される C T 画像に基づいて再撮影の可否判断を行う方法では、C T 再構成に要する時間だけ再撮影の可否判断が遅くなり、C T 検査のスループットを向上させる妨げとなっている。

## 【0005】

また、操作者が目視で判断する方法では、再撮影可否の判断基準が曖昧であったり、操作者に煩雑な判断作業を強いるなどの問題があり、これも C T 検査のスループットを向上させる妨げとなっている。

## 【0006】

そこで、本発明は以上の問題点に対して鑑みてなされたものであり、投影画像から体動に関する情報を抽出することで、C T 画像を再構成するか否かを判定することを目的とする。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0007】

本発明の目的を達成するために、例えば本発明の画像処理装置は以下の構成を備える。すなわち、2 次元 X 線センサを用いて投影画像を取得する画像取得手段と、該画像取得手段で取得された少なくとも 2 以上の投影画像から被検査体に基づく情報を抽出し、該情報の組み合わせから体動を示す変動量を計算する体動情報抽出手段と、該体動情報抽出手段で計算された少なくとも 1 以上の変動量から再撮影の可否を判定する再撮影判定手段とを備える。

## 【0008】

本発明の目的を達成するために、例えば本発明の画像処理装置は以下の構成を備える。すなわち、複数の投影画像を記憶する画像記憶手段と、該画像記憶手段で記憶された少なくとも2以上の投影画像から被検査体に基づく情報を抽出し、該情報に基づいて体動を示す変動量を計算する体動情報抽出手段と、該体動情報抽出手段で計算された少なくとも1以上の変動量から再撮影の要否を判定する再撮影判定手段とを備える。

## 【発明の効果】

## 【0009】

以上で説明した通り、本発明によれば、投影画像から体動情報を抽出することで再撮影の要否を判定することができた。

10

## 【発明を実施するための最良の形態】

## 【0010】

以下添付図面に従って、本発明を好適な実施形態に従って詳細に説明する。

## 【0011】

実施の形態1.

図1は、この発明の実施の形態1. によるCT撮影装置100を示す。すなわち、CT撮影装置100は、再撮影の判定機能を有するCT撮影装置であり、前処理回路106、CPU108、メインメモリ109、操作パネル110、ディスプレイモニタ111、画像処理回路112を備えており、CPUバス107を介して互いにデータ授受されるようになされている。

20

## 【0012】

また、CT撮影装置100は、前処理回路106に接続されたデータ収集回路105と、データ収集回路105に接続されたX線発生回路101及び回転装置120及び2次元X線センサ104とを備えており、データ収集回路105はCPUバス107にも接続されている。また、図2は実施の形態1. における画像処理回路112の処理の流れを示す図である。

## 【0013】

上述の様なCT撮影装置100において、まず、メインメモリ109は、CPU108での処理に必要な各種のデータなどが記憶されるものであると共に、CPU108の作業用としてのワークメモリを含む。

30

## 【0014】

CPU108は、メインメモリ109を用いて、操作パネル110からの操作にしたがって装置全体の動作制御等を行う。これによりCT撮影装置100は、以下のように動作する。

## 【0015】

尚、図2に示したフローチャートに従ったプログラムコードはメインメモリ109、もしくは図不示のROMに格納され、CPU108により読み出され、実行されるものとする。

## 【0016】

はじめに回転装置120を作動状態にし、被検査体103を回転させる。次にX線発生回路101は、被検査体103に対してX線ビーム102を放射する。

40

## 【0017】

X線発生回路101から放射されたX線ビーム102は、被検査体103を減衰しながら透過して、2次元X線センサ104に到達し、2次元X線センサ104により投影画像として出力される。ここでは、2次元X線センサ104から出力される投影画像を、例えば胸部像等の人体部画像とする。

## 【0018】

データ収集回路105は、2次元X線センサ104から出力された投影画像を電気信号に変換して前処理回路106に供給する。前処理回路106は、データ収集回路105からの信号（投影画像信号）に対して、オフセット補正処理やゲイン補正処理等の前処理を

50

行う。この前処理回路106で前処理が行われた投影画像信号は投影画像として、CPU108の制御により、CPUバス107を介して、メインメモリ109、画像処理回路112に転送される。尚、本実施の形態では、2次元X線センサ104とデータ収集回路105及び前処理回路106は分離した構成となっているが、2次元X線センサ104とデータ収集回路105及び前処理回路106をセンサーユニットとして同一のユニット内に構成してもよい。

#### 【0019】

CPU108は、回転装置120を作動状態にし、被検査体103を回転させながらX線ビーム102を連続又は不連続に放射するようにX線発生回路101を制御する。この動作状態（CTスキャン状態）中に、2次元X線センサ104は逐次的に投影画像を取得し、取得した投影画像データを順次、データ収集回路105に送付する。例えば、被検査体103が360度回転する間に512枚の投影画像をデータ収集回路105に送付する。そして、データ収集回路105は、前処理回路106に画像データを送付し、前処理回路106は上述の処理を行って、画像処理回路112及び・又はメインメモリ109に投影データを送付する。以上の撮影動作により、異なる方向から撮影した投影画像が順次に画像処理回路112に転送されることになる。また、同時にメインメモリ109に送付され、送付された投影画像は記憶される。

#### 【0020】

112は画像処理回路の構成を示すブロック図であり、複数の投影画像からCTスキャン時における被検査体の体動に関する情報を抽出する体動情報抽出回路113、体動情報に基づいて再撮影の要否判定を行う再撮影判定回路115、複数の投影画像からCT画像を再構成する再構成回路116を備える。ここで、体動とは、被検査体の動きをいう。例えば、被検査体が撮影動作状態中に呼吸を行うことで生じた横隔膜の変動、被検査体が撮影動作状態中に動くことで生じた被検査体自身の位置の変動などが挙げられる。CTスキャン時に体動が生じると、CT再構成画像の再構成が精度良く行えない問題が生じる。

#### 【0021】

図3は体動情報抽出回路113の処理の流れを示す図であり、図4は体動情報抽出回路113から出力される体動情報の例を示す図である。画像N0.とは投影画像に割り振られた属性を示す番号であり、変動量とは、その投影画像の被検査体に基づく情報から算出された、体動を示す量である。図5は再撮影判定回路115の処理の流れを示す図である。図6の601から60Xはそれぞれ異なる方向から撮影された投影画像を示しており、図7の701から70Yは、投影画像を再構成して得られたCT画像を示している。

#### 【0022】

次に画像処理回路112の動作について図2の処理の流れに従い説明する。CPUバス107を介して前処理回路106で処理された複数の投影画像601～60XをCPU108の制御により順次受信した画像処理回路112は、体動情報抽出回路113によりCTスキャン中における被検査体の体動情報を抽出する（s201）。次に再撮影判定回路115により被検査体の体動情報に基づいて再撮影の要否を判定する（s203）。続いてs203において再撮影が不要と判定された場合は再構成回路116により投影画像601～60XからCT画像701～70Yを再構成し（s205）、再撮影が必要と判定された場合は再撮影の指示を行い（s206）終了する。

#### 【0023】

次に上記手順s201における体動情報抽出回路113の動作について図3の処理の流れに従い説明する。体動情報抽出回路113は受信した複数の投影画像601～60Xの中から後段の処理対象となる代表画像を少なくとも2画像選択する（s301）。代表画像の選択方法は特に限定しないが、例えば予め定める定数Kに従ってK画像おきに代表画像とする方法でも良いし、入力された最初の画像と最後の画像の2画像を代表画像とする方法でも良い。また入力された全ての投影画像を代表画像として選択する方法でももちろん良く、本実施の形態ではこの方法を用いることにする。

#### 【0024】

続いて、体動情報抽出回路 113 は選択された代表画像から被検査体を構成する構造物を少なくともひとつ抽出する。本実施の形態では被検査体を人体胸部像と限定し、被検査体を構成する構造物として横隔膜の抽出を行う (s302)。被検査体から特定の構造物を抽出する方法については、解剖学的な解析方法が広く知られている。例えば、特開平 11-151232 には閾値処理した 2 値画像をラベリングし、ラベリングされた領域のうち一定面積以下の領域と、入力画像の上下左右端に接する所定の領域とを除いた領域を肺領域として抽出する方法が記されている。また例えば、「SPIE Medical Imaging 97" Automatic Segmentation of Anatomic Regions in Chest Radiographs using an Adaptive-Sized Hybrid Neural Network" 10」には各画素が有する濃度情報、解剖学的なアドレス情報、及び画素周辺のエントロピ情報の特徴量としてニューラルネットワークで学習し、構造物のセグメンテーションを行う方法が記されている。本実施の形態では、はじめにこれらの方法を用いて肺領域の抽出を行い、X線センサの設置条件を考慮して横隔膜の抽出を行う。より具体的には、被検査体の上下方向と投影画像の上下方向とが同一になるように X 線センサを設置すると、人体胸部像を対象とする場合、横隔膜は取得された投影画像の下部に存在するはずであり、この制約条件と上記で得られた肺領域から横隔膜を抽出することが可能である。

#### 【0025】

続いて、各代表画像の横隔膜位置をもとに各代表画像の横隔膜位置変動量を算出する。例えば、代表画像を撮影順に並べた場合の隣接画像間で、体軸方向 (図 6 における投影画像の垂直方向) の横隔膜座標の差の絶対値を計算し、これを該当する代表画像の横隔膜位置変動量として算出する (s303)。より具体的には、体軸方向から見て、代表画像から抽出された横隔膜の下辺の輪郭線と、該代表画像と隣接する画像 (代表画像と前後して撮影した画像であり、一般に、被検査体に対する撮影角度が異なる。) から抽出された横隔膜の下辺の輪郭線を抽出する。次に、抽出した双方の輪郭線の長さを、水平方向 (体軸方向と直行する方法) にあらかじめ定まる幅に正規化する。ここで、 $f1(x, y)$  を正規化された第 1 の輪郭線をあらわす式を示し、 $f2(x, y)$  を正規化された第 2 の輪郭線をあらわす式とし、 $(x, y)$  を座標とする。この場合変動量は式 (1) で表される。また、正規化された輪郭線の幅を  $W$  とするものである。つまり、輪郭線上の  $x$  座標は 0 から  $W$  の範囲を取るものとする。ここで、正規化された輪郭線上の座標  $(x, y)$  を正規化された座標と呼ぶことにする。 30

#### 【0026】

##### 【数 1】

$$H = \left( \int_0^W |f1(x, y) - f2(x, y)| dx \right) / W \quad (1)$$

#### 【0027】

また、心臓部は絶えず体動しており、変動量が大きいため、上述の横隔膜部からは除外する。心臓部の抽出については横隔膜抽出と同様に上記解剖学的解析方法により実現する。全ての代表画像について横隔膜位置変動量を算出し、図 4 に示すような体動情報を出力すると体動情報抽出回路 113 の動作が終了する。 40

#### 【0028】

また、式 (1) では、2 画像に基づく情報から変動量を計算しているが、3 以上の画像に基づく画像から変動量を計算することも可能である。この場合には、例えば式 (2) に基づくように変動量を計算してもよい。ここで、 $f0(x, y)$  は  $f2(x, y)$  を抽出した画像と異なる隣接画像から抽出された、正規化した輪郭線である。

#### 【0029】

##### 【数 2】

$$H = \left( \int_0^W (|f1(x, y) - f2(x, y)| + |f1(x, y) - f0(x, y)|) dx \right) / W \quad (2)$$

#### 【0030】

また、体動を抽出する方法は、上記方法に限らない。例えば、横隔膜を対象画像及び隣接画像から抽出し、抽出した横隔膜の面積の重なりを変動量としてもよい。この場合には、(3)式で示す様に、抽出した横隔膜が相互に重ならない部分の面積を、代表画像の横隔膜の面積で割った値を用いる。

【0031】

【数3】

$$H = \left( \int_0^d \int_0^d |f1(x, y) - f2(x, y)| dx dy \right) / S \quad (3)$$

【0032】

ここで、 $f1(x, y)$  及び  $f2(x, y)$  は構造物の値を1、その他の領域を0として2値化された画像を示す。また、 $S$  は構造物  $f1(x, y)$  の面積を示すものである。

【0033】

また、上記例では横隔膜を抽出したが、同様に肺領域の輪郭線やその面積の重なりを求めても、体動を検出することができる。このように、被検査体を構成する構造物に基づく情報から、体動を示す変動量を計算することができるものである。また、後述に実施の形態を示すが、同様に被検査体そのものを構造物として用いることもできる。

【0034】

次に上記手順 s 203 における再撮影判定回路 115 の動作について図5の処理の流れに従い説明する。再撮影判定回路 115 は受信した変動量、即ち本実施の形態では各代表画像の横隔膜の変動量に基づいて再撮影の判定を行う。はじめに各代表画像の横隔膜変動量の総計値を算出し (s 501)、続いて総計値と予め定める閾値との比較を行う (s 502)。総計値が閾値より小さい場合は再撮影不要の判定を行い (s 503)、総計値が閾値より大きい場合は要再撮影の判定を行い (s 504)、再撮影判定回路 115 の動作を終了する。ここで、あらかじめ横隔膜変動量の総計値を、体動情報抽出回路 113 は計算しておき、この総計値を変動量として計算しても良いものである。この場合、再撮影判定回路 115 は受信した変動量と所定の閾値を比較することで再撮影の要否を判定することができる。また、変動量は1種類である必要はなく、複数の変動量から総合的に判断してもよい。例えば、横隔膜に基づく変動量と肺領域に基づく変動量の双方から判定することも可能である。この場合には、双方の変動量と所定の閾値を比較し、双方とも所定の閾値を越えている場合には再撮影が必要と判断する。または、いずれか一方の変動量が所定の閾値を超えている場合に、再撮影が必要であると判断する。複数の変動量を用いることで、判定の精度が上がるものである。

【0035】

最後に、上記手順 s 203 において再撮影が不要と判定された場合、再構成回路 116 が上記手順 s 205 において CT 再構成を行うが、投影画像群から CT 再構成により CT 画像群を取得する方法は一般に良く知られているため説明を省略する。

【0036】

また、上述の実施の形態では、撮影動作中に変動量を計算する構成としたが、一旦メインメモリ 109 に記憶された投影画像を用いて同様の処理を行うこともできる。また、本実施の形態では被検査体 103 が回転する構成としたが、X線発生装置 101 と2次元X線線センサを回転する構成にしても、同様の効果を得ることができることはいうまでもない。

【0037】

以上の様に実施の形態 1. によれば、投影画像を利用して再撮影の要否判定を行うため、従来再撮影の要否判定前に必要であった CT 再構成にかかる時間が不要となり、CT検査のスループットを向上させる効果がある。また、明確な基準により再撮影の要否を判定可能とする効果がある。さらに、自動的に再撮影の要否判定が可能であり、操作者の作業量を削減できる効果がある。

【0038】

10

20

30

40

50

実施の形態 2.

図 8 は、この発明の実施の形態 2. による CT 撮影装置 800 を示す。実施の形態 1. による CT 撮影装置 100 との相違は、画像処理回路 812 に体動情報提示回路 814 が追加された点である。以下では体動情報提示回路 814 およびこれに関連する部分についてのみ説明する。

【0039】

実施の形態 1. と同様に、X 線ビームの放射から投影画像転送までの動作について、回転装置 820 を作動させながら繰り返し連続して行い、異なる方向から撮影した投影画像を順次画像処理回路 812 に転送する。

【0040】

812 は画像処理回路の構成を示すブロック図であり、実施の形態 1. における画像処理回路 112 に対して、体動情報をディスプレイモニタ 811 上に提示するための体動情報提示回路 814 を追加したものである。

【0041】

図 9 は実施の形態 2. における画像処理回路 812 の処理の流れを示す図であり、図 10 は再撮影判定回路 815 の処理の流れを示す図である。

【0042】

次に画像処理回路 812 の動作について図 9 の処理の流れに従い説明する。

【0043】

実施の形態 1. と同様に、CPU バス 807 を介して前処理回路 806 で処理された複数の投影画像 601 ~ 60X を CPU 808 の制御により順次受信した画像処理回路 812 は、体動情報抽出回路 813 により CT スキャン中における被検査体の体動情報を抽出する (s901)。次に体動情報提示回路 814 は被検査体の体動情報の全部または一部またはその統計値をディスプレイモニタ 811 上に提示する (s902)。次に再撮影判定回路 815 により被検査体の体動情報と操作者の判断に従って再撮影の可否を判定する (s903)。続いて s903 において再撮影が不要と判定された場合は再構成回路 816 により投影画像 601 ~ 60X から CT 画像 701 ~ 70Y を再構成し (s905)、再撮影が必要と判定された場合は再撮影の指示を行い (s906) 終了する。

【0044】

上記手順 s901 における体動情報抽出回路 813 の動作については実施の形態 1. で説明した手順 s201 と同様であるため説明を省略する。体動情報抽出回路 813 が出力した体動情報は体動情報提示回路 814 および再撮影判定回路 815 に送信される。

【0045】

次に上記手順 s902 の処理について説明する。体動情報提示回路 814 は受信した体動情報をディスプレイモニタ 811 上に提示する。提示方法については例えば全情報を一覧で提示しても良いし、ある基準を満たす項目のみ抽出して提示しても良い。また、統計的な手法で算出した統計値を提示しても構わない。本実施の形態では、横隔膜変動量の総計値を提示している。

【0046】

次に上記手順 s903 における再撮影判定回路 815 の動作について図 10 の処理の流れに従い説明する。再撮影判定回路 815 は受信した変動量、即ち本実施の形態では各代表画像の横隔膜変動量、および体動情報の提示を受けた操作者の判断に基づいて再撮影の判定を行う。はじめに各代表画像の横隔膜変動量の総計値を算出し (s1001)、続いて総計値と予め定める閾値との比較を行う (s1002)。総計値が閾値より小さい場合は再撮影不要の判定を行い (s1003) 終了する。総計値が閾値より大きい場合は操作者が提示された体動情報に基づいて再撮影の判断を行い (s1004)、再撮影の可否を決定し (s1003 または s1006)、再撮影判定回路 815 の動作を終了する。

【0047】

最後に、上記手順 s903 において再撮影が不要と判定された場合、再構成回路 816 が上記手順 s905 において CT 再構成を行うが、投影画像群から CT 再構成により CT

10

20

30

40

50



画像群を取得する方法は一般に良く知られているため説明を省略する。

#### 【0048】

以上の様に実施の形態2.によれば、投影画像を利用して再撮影の要否判定を行うため、従来再撮影の要否判定前に必要であったCT再構成にかかる時間が不要となり、CT検査のスループットを向上させる効果がある。また、明確な基準により再撮影の要否を判定可能とする効果がある。さらに、直感的で分かりやすい体動情報を操作者に提示するため、操作者の再撮影要否判断を容易にする効果があり、再撮影時に前回の失敗原因とその対策を患者にアドバイスできる効果があり、結果として再撮影回数を減じることが可能であり、やはりCT検査のスループットを向上させる効果がある。

#### 【0049】

実施の形態3.

この発明の実施の形態3.では実施の形態1.によるCT撮影装置100と同じ構成のCT撮影装置を使用する。実施の形態1.との違いは画像処理回路112に備わる体動情報抽出回路113と再撮影判定回路115の処理内容であり、以下ではこの相違点についてのみ説明する。

#### 【0050】

実施の形態1.と同様に、X線ビームの放射から投影画像転送までの動作について、回転装置120を作動させながら繰り返し連続して行い、異なる方向から撮影した投影画像を順次画像処理回路112に転送する。

#### 【0051】

投影画像を順次受信した画像処理回路112は、体動情報抽出回路113によりCTスキャン中における被検査体の体動情報を抽出し(s201)、再撮影判定回路115により再撮影の判定を行う(s203)が、これらの方法は実施の形態1.と異なり、図11に示す本実施の形態における処理の流れに従う。

#### 【0052】

はじめに、手順s1101からs1105において、受信した投影画像2画像についてそれぞれ被検査体の輪郭抽出を行う。輪郭の抽出方法については特に限定しないが、一般に人体等の被検査体内部を透過したX線ビームは大幅に減衰するため、被検査体の輪郭付近は投影画像上では大きな段差を持つエッジとして表れる。そのため様々な基本的なエッジ抽出アルゴリズムを用いることで精度良く抽出可能である。

#### 【0053】

続いて上記手順s1102、s1105で抽出した輪郭の変動量を算出する(s1106)。本実施の形態では図12に示すように投影画像を $M \times N$ (例えば $8 \times 8$ )のブロックに分割し、輪郭の抽出されたブロックについてのみ位置合わせ処理によって移動量を算出し、それらを合算したものを投影画像間の輪郭変動量と定義し算出している。I-1番目の投影画像とI番目の投影画像は異なる方向から撮影したものであるため、被検査体がまったく動作しなかったとしても、輪郭変動量が0になるとは限らない。しかしながら、一般にCT撮影では1周あたり数千の投影画像を取得するため、被検査体が動作しなかった場合は、隣接した投影画像間の輪郭変動量は極僅かなものになるはずである。

#### 【0054】

次に上記手順s1106で算出した輪郭変動量が別に定めた閾値を超えているか否かの判定を行う(s1107)。閾値を適切に設定するために、予め人体ファントム等を利用して被検査体がまったく動作しない場合の輪郭変動量を求めておく。本実施の形態では、人体ファントムから算出した輪郭変動量の120%を閾値として設定した。

#### 【0055】

I-1番目の投影画像とI番目の投影画像の輪郭変動量が閾値を超えなかったときは、次の投影画像を受信し、上記と同じ処理を繰り返す(s1108、s1109)。ただし、ここで全ての投影画像を受信し撮影を終了している場合は手順s1110により再撮影不要の判定を行い終了する。

#### 【0056】

10

20

30

40

50

上記手順 s 1 1 0 7 において I - 1 番目の投影画像と I 番目の投影画像の輪郭変動量が閾値を超えたときは、要再撮影の判定を行い (s 1 1 1 1)、即座に撮影中断の指示を出し (s 1 1 1 2) 終了する。

【0057】

以上で本実施の形態における体動情報抽出回路 1 1 3 と再撮影判定回路 1 1 5 による処理は終了する。以後の処理手順 s 2 0 4 から s 2 0 6 については実施の形態 1. と同様であるため説明を省略する。

【0058】

以上の様に実施の形態 3. によれば、投影画像を利用して再撮影の要否判定を行うため、従来再撮影の要否判定前に必要であった C T 再構成にかかる時間が不要となり、C T 検査のスループットを向上させる効果がある。また、明確な基準により再撮影の要否を判定可能とする効果がある。また、自動的に再撮影の要否判定が可能であり、操作者の作業量を削減できる効果がある。さらに、体動検知後即座に撮影を中断するため、被検査体の無駄な被爆を低減する効果がある。

10

【0059】

実施の形態 4.

この発明の実施の形態 4. では実施の形態 1. による C T 撮影装置 1 0 0 と同じ構成の C T 撮影装置を使用する。実施の形態 1. との違いは、投影画像撮影時にデータ収集回路 1 0 5 が回転装置 1 2 0 から角度情報を収集し、取得した投影画像と併せて画像処理回路 1 1 2 に転送する点と、画像処理回路 1 1 2 に備わる体動情報抽出回路 1 1 3、再撮影判定回路 1 1 5 の処理内容であり、以下ではこの相違点についてのみ説明する。

20

【0060】

実施の形態 1. と同様に、X 線ビームの放射から投影画像転送までの動作について、回転装置 1 2 0 を作動させながら繰り返し連続して行い、異なる方向から撮影した投影画像を順次画像処理回路 1 1 2 に転送する。その際、本実施の形態においては、データ収集回路 1 0 5 が回転装置 1 2 0 から撮影時点の角度情報を収集し、対応する投影画像と併せて画像処理回路 1 1 2 に転送する。

【0061】

投影画像とその撮影角度情報を順次受信した画像処理回路 1 1 2 は、体動情報抽出回路 1 1 3 により C T スキャン中における被検査体の体動情報を抽出し (s 2 0 1)、再撮影判定回路 1 1 5 により再撮影の判定を行う (s 2 0 3) が、これらの方法は実施の形態 1. と異なり、図 1 3 に示す本実施の形態における処理の流れに従う。

30

【0062】

はじめに、手順 s 1 3 0 1 から s 1 3 0 2 において、撮影角度 R で撮影した投影画像 (以下、投影画像 (R) と表記する。) を受信するまで受信処理を繰り返す。ここで R は、後段の処理で R + 1 8 0 度の投影画像、つまり投影画像 (R) に対向する画像を取得する必要があるため、撮影開始時の撮影角度を 0 度とすると、1 周の撮影を行うフルスキャン時 (3 6 0 度回転) には  $0 \leq R < 1 8 0$  の範囲で、半周の撮影を行うハーフスキャン時 (1 8 0 度回転 + ファン角) には  $0 \leq R \leq X$  線照射のファン角の範囲で設定しなくてはならない。本実施の形態では簡単のために撮影開始時の撮影角度を 0 度とし、R についても R = 0 と定めた。

40

【0063】

続いて上記手順 s 1 3 0 1 から s 1 3 0 2 と同様に、撮影角度 R + 1 8 0 度で撮影した投影画像 (以下、投影画像 (R + 1 8 0) と表記する。) を受信するまで受信処理を繰り返す (s 1 3 0 3、s 1 3 0 4)。次に投影画像 (R + 1 8 0) を受信すると、手順 s 1 3 0 5 において投影画像 (R + 1 8 0) の反転画像 (以下では、反転画像 (R + 1 8 0) と表記する。) を作成する。反転処理は被検査体の回転軸に対して線対称に行われ、本実施の形態では左右反転となる。

【0064】

次に上記で得られた投影画像 (R) と反転画像 (R + 1 8 0) の差分画像を生成し (s

50

1306)、差分画像の各画素の画素値の絶対値の合計を算出する(s1307)。この合計値は、仮にX線センサに入射するX線ビームが完全な平行線だとすると、被検査体がまったく動作しなければ0、もしくはノイズや各種誤差等を考慮しても非常に小さな値になり、被検査体が動作した場合にのみ値を示すはずである。

【0065】

しかし実際の撮影環境においては、X線センサとX線源の距離は有限であるため、X線ビームはセンサ全面で完全な平行線になることはない。またX線ビームの出力変化や散乱線の影響等も考慮すると、被検査体がまったく動作しなくてもある程度の値を示すのが一般的である。そこで手順s1308では、これらの要因を考慮して設定したある閾値を用いて上記合計値を評価する。閾値の設定には、例えば実施の形態3.と同様に人体ファントムを用いる方法を利用する。

10

【0066】

この他にも上記手順s1307において、計算対象とする投影画像上の領域を、X線センサとX線源の距離に応じてセンサ中央部付近に制限する方法などが考えられるが、発明の本質でないためここでは詳しく説明しない。

【0067】

最後に、上記手順s1308で合計値が閾値を超えなかった場合は再撮影不要と判定し、超えた場合は要再撮影の判定を行い終了する。

【0068】

以上で本実施の形態における体動情報抽出回路113と再撮影判定回路115による処理は終了する。以後の処理手順s204からs206については実施の形態1.と同様であるため説明を省略する。

20

【0069】

以上の様に実施の形態4.によれば、投影画像を利用して再撮影の要否判定を行うため、従来再撮影の要否判定前に必要であったCT再構成にかかる時間が不要となり、CT検査のスループットを向上させる効果がある。また、明確な基準により再撮影の要否を判定可能とする効果がある。また、自動的に再撮影の要否判定が可能であり、操作者の作業量を削減できる効果がある。さらに、体動判定は画像反転、画像差分、閾値処理といった単純でかつ必ず成功する処理のみで行われるため、様々な被検査体を対象としても安定して精度良く判定することができる効果がある。また同様の理由により判定に要する計算時間を短縮し、撮影装置の負荷を軽減する効果がある。

30

【0070】

尚、本発明の目的は、実施形態1～4の装置又はシステムの機能を実現するソフトウェアのプログラムコードを記憶した記憶媒体を、装置又はシステムに供給し、その装置又はシステムのコンピュータ(CPU又はMPU等)が記憶媒体に格納されたプログラムコードを読みだして実行することによっても、達成されることは言うまでもない。

【0071】

この場合、記憶媒体から読み出されたプログラムコード自体が実施形態1～4の機能を実現することとなり、そのプログラムコードを記憶した記憶媒体及び当該プログラムコードは本発明を構成することとなる。

40

【0072】

プログラムコードを供給するための記憶媒体としては、ROM、フロッピー(登録商標)ディスク、ハードディスク、光ディスク、光磁気ディスク、CD-ROM、CD-R、磁気テープ、不揮発性のメモ리카ード等を用いることができる。

【0073】

また、コンピュータが読み出したプログラムコードを実行することにより、実施形態1～4の機能が実現されるだけでなく、そのプログラムコードの指示に基づき、コンピュータ上で稼動しているOS等が実際の処理の一部又は全部を行い、その処理によって実施形態1～4の機能が実現される場合も本発明の実施の態様に含まれることは言うまでもない。

50

## 【0074】

さらに、記憶媒体から読み出されたプログラムコードが、コンピュータに挿入された機能拡張ボードやコンピュータに接続された機能拡張ユニットに備わるメモリに書き込まれた後、そのプログラムコードの指示に基づき、その機能拡張ボードや機能拡張ユニットに備わるCPUなどが実際の処理の一部又は全部を行い、その処理によって実施形態1～4の機能が実現される場合も本発明の実施の態様に含まれることは言うまでもない。

## 【0075】

このようなプログラム又は当該プログラムを格納した記憶媒体に本発明が適用される場合、当該プログラムは、例えば、上述の図2、図3、図5、図9、図10又は図11に示されるフローチャートに対応したプログラムコードから構成される。

10

## 【図面の簡単な説明】

## 【0076】

【図1】 発明の実施の形態1. の構成を示すブロック図である。

【図2】 実施の形態1. の画像処理回路の処理の流れを示す図である。

【図3】 実施の形態1. の体動情報抽出回路の処理の流れを示す図である。

【図4】 実施の形態1. の体動情報を示す図である。

【図5】 実施の形態1. の再撮影判定回路の処理の流れを示す図である。

【図6】 実施の形態1. の投影画像を示す図である。

【図7】 実施の形態1. のCT画像を示す図である。

【図8】 発明の実施の形態2. の構成を示すブロック図である。

20

【図9】 実施の形態2. の画像処理回路の処理の流れを示す図である。

【図10】 実施の形態2. の再撮影判定回路の処理の流れを示す図である。

【図11】 実施の形態3. の体動情報抽出回路と再撮影判定回路の処理の流れを示す図である。

【図12】 実施の形態3. の輪郭変動量を算出するブロックを示す図である。

【図13】 実施の形態4. の体動情報抽出回路と再撮影判定回路の処理の流れを示す図である。

## 【符号の説明】

## 【0077】

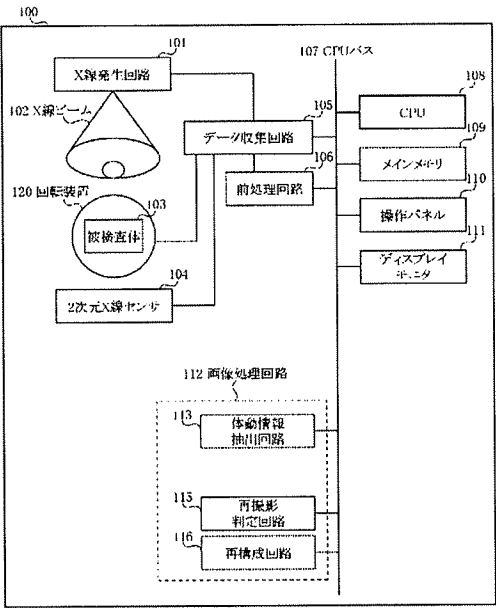
113 体動情報抽出回路

115 再撮影判定回路

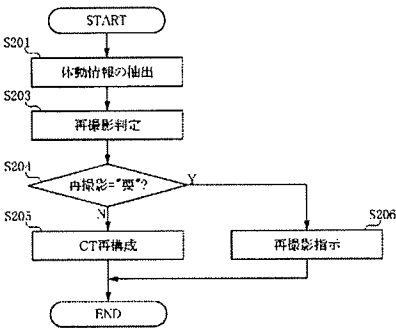
116 再構成回路

30

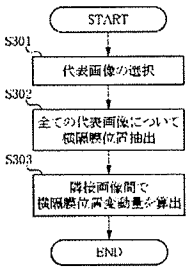
【図 1】



【図 2】



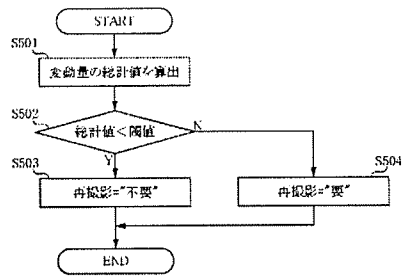
【図 3】



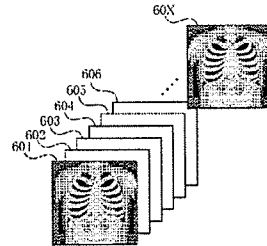
【図 4】

画像No.	変動量
1	0.6
2	0.2
3	0.1
4	0.5
5	0.1
⋮	⋮

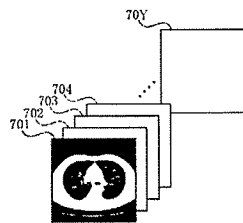
【図 5】



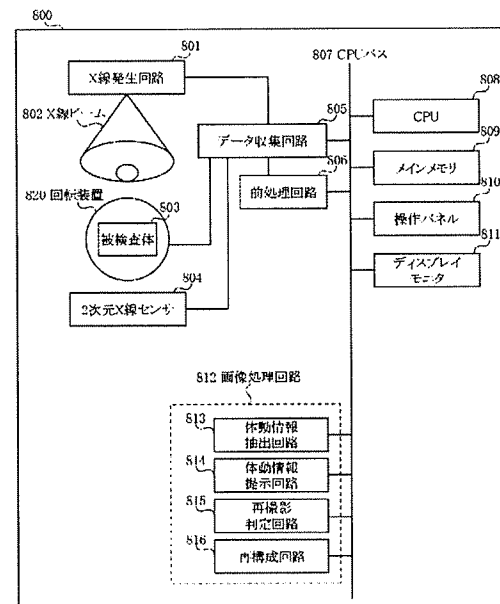
【図 6】



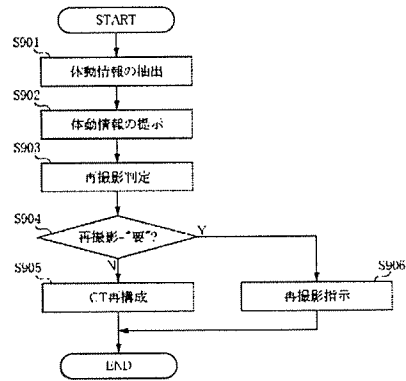
【図 7】



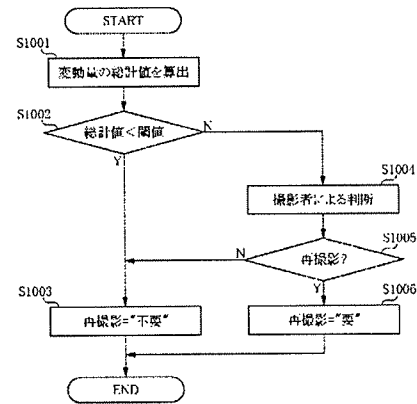
【図 8】



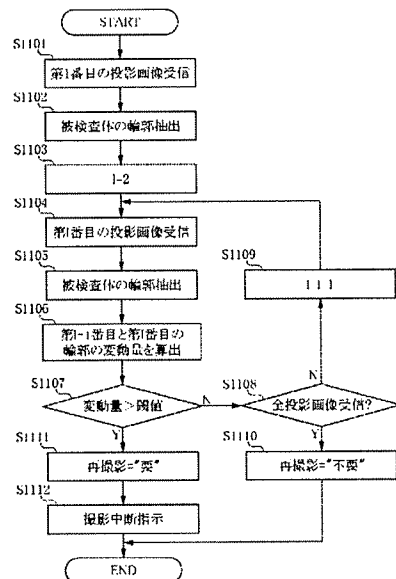
【図 9】



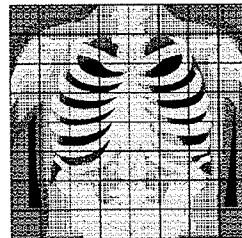
【図 10】



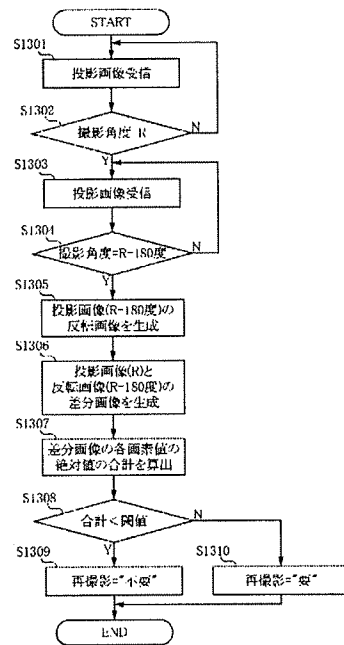
【図 11】



【図 12】



【図 13】





---

フロントページの続き

F ターム(参考) 5L096 AA03 AA06 BA06 BA13 CA04 DA02 FA06 GA08 HA04 MA01

(11)Publication number : **2005-137472**  
(43)Date of publication of application : **02.06.2005**

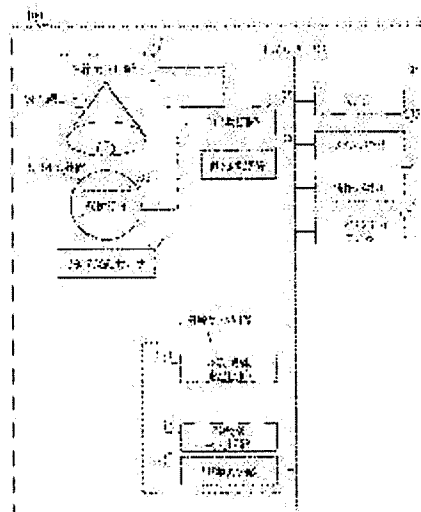
(51)Int.Cl. A61B 6/03  
G06T 1/00  
G06T 7/20  
// G01T 1/161

(21)Application number : **2003-375463** (71)Applicant : **CANON INC**  
(22)Date of filing : **05.11.2003** (72)Inventor : **MATSUURA TOMOHIKO**

(57) Abstract:

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To attenuate the noise component by calculating a high frequency component or high frequency coefficient and smoothing the high frequency component or high frequency coefficient.

**SOLUTION:** Information on the body motion of a subject during the CT scanning is extracted (s201). Next, it is determined whether the subject should be radiographed again based on the information on the body motion of the subject (s203). If it is determined that it is not necessary to radiograph the subject, a CT image is reorganized from a projection image (s205); if it is determined that it is necessary, a command to radiograph the subject again is given (s206) and the process is terminated.



[Date of request for examination]	05.11.2003
[Date of sending the examiner's decision of rejection]	
[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]	
[Date of final disposal for application]	
[Patent number]	
[Date of registration]	

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]